

مدل سازی تثبیت شکستگی سر آرنج استخوان اولنا با روش اجزای محدود

کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، pezhman.namehshiri@gmail.com
استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir
دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، f_vakili@tabrizu.ac.ir
کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، pariyndehghan1995@gmail.com

پژمان نمه‌شیری
اکبر اللهوردی زاده*
فرید وکیلی تهامی
پریان دهقان سوره

چکیده

در این پژوهش یک صفحه تثبیت کننده شکستگی سر آرنج استخوان اولنا ارائه شده است و عملکرد آن با بکارگیری روش اجزای محدود مورد تحلیل قرار گرفته است. از چهار عدد پیچ برای تثبیت شکستگی استفاده می‌شود و پاسخ استخوان سالم و شکسته‌ی تثبیت شده با صفحه ایمپلنت تحت بارگذاری فیزیولوژیکی مورد بررسی قرار می‌گیرد. مشاهده شد که استفاده از صفحه ارائه شده می‌تواند شکستگی سر آرنج را تثبیت کند و تنش تجربه شده توسط استخوان شکسته در هنگام استفاده از این صفحه توزیع ملایم‌تری را خواهد داشت. علاوه بر این، اجزای مختلف مدل شامل استخوان اولنا، پیچ و صفحه تثبیت کننده تحت بارگذاری مورد بررسی تنشی به مراتب کمتر از مقدار تنش تسلیم نشان دادند. بنابراین، صفحه ارائه شده کاربرد موثر خود را در تثبیت شکستگی نمایش داد و در آینده نتایج پژوهش حاضر به منظور اطمینان از کاربرد پزشکی صفحه، می‌تواند با گستره‌ای از داده‌های تجربی مقایسه شود.

واژه‌های کلیدی: شکستگی استخوان اولنا، ایمپلنت استخوان، صفحه تثبیت کننده، تنش، بیومکانیک، روش اجزای محدود.

Modeling the Fixation of Ulnar Olecranon Fracture Using Finite Element Method

P. Namashiri
A. A. Allahverdizadeh
F. Vakili-Tahami
P. Dehghan Sore

Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

In this study, a fixation plate for ulnar olecranon fracture has been proposed and its performance is analyzed using the finite element method. Four screws are used to stabilize the fracture and the response of intact and fractured bone fixed with the implant plate under physiological loading is investigated. It was observed that the use of the proposed plate can stabilize the olecranon fracture and the stress experienced by the fractured bone, will have a milder distribution when using this plate. In addition, various components of the model, including the ulna bone, screw and fixation plate under the investigated load, showed a stress much lower than the yield stress magnitude. Therefore, the proposed plate demonstrated its effective application in fracture fixation and in the future, the results of this study can be compared with a range of experimental data to ensure the medical application of the plate.

Keywords: Fracture of Ulna Bone, Bone Implant, Fixation Plate, Stress, Biomechanics, Finite Element Method.

۱- مقدمه

با استفاده از مدل سازی محاسباتی می‌توان رفتار بافت‌های زنده را در شرایط مختلف مورد ارزیابی قرار داد و به وسیله نتایج این روش، شناخت گسترده‌تری از رفتار بدن انسان پیدا کرد [۱ و ۲]. شکستگی استخوان‌های ساعد شامل اولنا و رادیوس از مرسوم‌ترین انواع شکستگی استخوان در قسمت بالاتنه‌ی انسان می‌باشد و شکستگی قسمت انتهایی^۱ این استخوان‌ها بیشتر از قسمت ابتدایی^۲ رخ می‌دهد که عمدتاً به دلیل افتادن یا کشیدگی بیش از حد دست می‌باشد و برخی شکستگی‌های دیگر مانند شکستگی قسمت تنه‌ی استخوان اولنا عمدتاً به دلیل ضربه مستقیم به ساعد می‌باشد [۳]. این شکستگی‌ها از طریق بی‌حرکت کردن دست و یا در موارد شدیدتر، از طریق جراحی درمان می‌شوند و در حالتی که هر دو استخوان دچار شکستگی شده‌اند، انجام جراحی لازم است [۴]. در ارتباط با شکستگی‌های قسمت ابتدایی

استخوان اولنا، تحقیقات نشان داده است که تقریباً ۱۰ درصد از شکستگی‌های بالاتنه انسان به تنهایی مربوط به سر آرنج^۳ است که عمدتاً به دلیل برخورد آرنج به زمین در اثر افتادن و یا کشیده شدن ناگهانی تاندون سه سر بازو در حالت خم شدن آرنج است [۵]. سینیلیست و همکاران [۶] بیان کردند که شکستگی‌های ناحیه ابتدایی استخوان اولنا می‌توانند در سر آرنج رخ دهند و موجب از دست رفتن پایداری آرنج و از جا در رفتن قسمت ابتدایی استخوان رادیوس می‌شوند. همچنین، با بررسی‌های انجام شده نشان دادند که در شکستگی‌های خفیف سر آرنج، می‌توان از بندهای کششی^۴ استفاده نمود که درمان مناسبی ارائه می‌دهند اما در پوکی استخوان و یا شکستگی‌های شدیدتر، استفاده از صفحات تثبیت کننده توصیه می‌شود زیرا علاوه بر ترمیم بهتر استخوان، موجب تحریک کمتر بافت نرم اطراف شکستگی می‌شوند. تحقیقات نشان داده‌اند که در شکستگی‌های

³ Olecranon
⁴ Tension Bands

¹ Distal
² Proximal

سر آرنج استفاده از صفحه برای تثبیت استخوان روش مناسبی به منظور درمان استخوان شکسته شده است و این رویکرد حتی برای شکستگی‌هایی که با خرد شدن استخوان همراه بوده‌اند به طور موفقیت‌آمیزی موجب ترمیم بافت شده‌اند [۵-۷]. نیتو و همکاران [۸] نیز شکستگی‌های ابتدایی استخوان اولنا را در ۱۶۳ شخص مورد بررسی قرار دادند و نشان دادند که استفاده از صفحات ایمپلنت حتی در شکستگی‌های چند ناحیه‌ای می‌تواند بسیار مناسب باشد و ثبات استخوان را به طور قابل توجهی افزایش می‌دهد.

امروزه به دلیل پیشرفت فناوری، وجود سیستم‌های کامپیوتری جدید و تولید مدل‌های اجزای محدود پیشرفته، می‌توان مدل‌های واقع‌گرایانه‌ای ارائه داد که به عنوان ابزاری قدرتمند توسط جراحان ارتوپدی مورد ارزیابی قرار گیرد تا بتوانند ریسک‌های موجود در جراحی و ایمپلنت‌های مختلف را ارزیابی کنند [۹]. آستمن و همکاران [۱۰] به مقایسه تنش استخوان اولنا قبل و بعد از دو نوع ایمپلنت تیتانیومی و کبالت-کروم ناحیه انتهایی پرداختند. بیان کردند که تنش‌های ایجاد شده در استخوان با ایمپلنت تیتانیومی نسبت به ایمپلنت کبالتی به تنش‌های حالت بدون استفاده از ایمپلنت نزدیکتر است. چاکلادار و همکاران [۱۱] نوع جدیدی از مواد کامپوزیتی را برای صفحات ایمپلنت ارائه دادند که شکل و خواص مکانیکی آن به نحوی بهینه شده بود که بر سپر تنش^۱ غلبه کند. چن و همکاران [۱۲] با استفاده از روش اجزای محدود و به منظور تقلید شکستگی، ناحیه انتهایی استخوان‌های اولنا و رادیوس را برش زدند. آن‌ها نوعی از مچ بند را برای استخوان‌های ساعد ارائه دادند که نیروهای مکانیکی لازم را به دست اعمال می‌کرد تا استخوان شکسته شده را در محل خود ثابت نگه دارد.

برخی از پژوهش‌ها به طور خاصی بر روی استخوان اولنا تمرکز کردند و برای ساده‌سازی، از گنجانیدن سایر استخوان‌های ساعد و دست در مدل‌سازی خود صرف‌نظر کردند. دشموخ و همکاران [۱۳] به بررسی سپر تنش در اثر استفاده از ایمپلنت برای استخوان اولنا پرداختند. آن‌ها به تحلیل توزیع تنش هندسه ایده‌آل استخوان ساعد تحت بارگذاری استاتیکی پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که کامپوزیت‌های هیبریدی گزینه‌ی مناسبی برای جنس ایمپلنت استخوان اولنا هستند. ژانگ و همکاران [۱۴] با استفاده از روش اجزای محدود، مدل‌هایی از ایمپلنت‌های قسمت پشتی و کناری انتهای استخوان اولنا برای حالت‌های دو و سه پیچ اتصال ارائه دادند و تحت بارگذاری‌های مختلف، رفتار استخوان و صفحه ایمپلنت را بررسی نمودند. نتایج آن‌ها نشان داد که تنش‌های به وجود آمده در ایمپلنت ناحیه‌ی کناری اولنا کمتر از ایمپلنت ناحیه‌ی پشتی است. سابیرنا و همکاران [۱۵] با استفاده از روش اجزای محدود به بررسی صفحه تثبیت‌کننده ایمپلنت در شکستگی‌های عرضی استخوان اولنا پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که ایمپلنت و پیچ‌ها توانایی تحمل نیروی اعمالی را دارند و می‌توانند در جراحی مورد استفاده قرار گیرند. شاپان ذکر است که هندسه ساده موجود در پژوهش آن‌ها می‌تواند نتایج را تحت تاثیر قرار دهد. جاروانپورن و همکاران [۱۶] با بکارگیری روش اجزای محدود به بررسی رویکرد بستن شکستگی استخوان با بندهای کششی پرداختند. آن‌ها

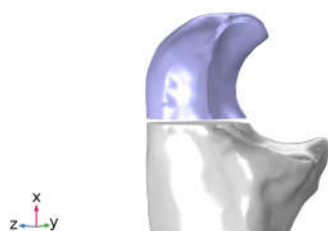
استخوان اولنا را تحت بارگذاری فیزیولوژیکی قرار دادند و تنش، جابجایی و سفتی محل شکستگی را تحلیل کردند. ژانگ و همکاران [۱۷] با هدف بررسی مقاومت و پایداری روش‌های مختلف برای تثبیت پروتز زائده منقاری استخوان اولنا، با استفاده از تحلیل اجزای محدود پژوهشی انجام دادند که در آن برای تثبیت شکستگی دو حالت تک پیچ و دو پیچ اتصال را در نظر گرفتند. نتایج و بررسی‌های آن‌ها نشان داد که تثبیت پروتز زائده منقاری با یک پیچ ۴/۵ میلی‌متری از قسمت خلفی به سمت قدامی بهترین نوع اتصال را برقرار می‌کند و باعث افزایش پایداری و مقاومت استخوان می‌شود. یی و همکاران [۱۸] به بررسی و مقایسه گشتاور چرخش و نیروی بیرون کشیدن یک و دو پیچ مخصوص شکستگی زائده منقاری استخوان اولنا پرداختند و عوامل موثر در ساختار و پایداری بیومکانیکی آن‌ها را تحلیل کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که زاویه تثبیت پیچ در داخل استخوان بسیار مهم بوده و برای درمان شکستگی‌های زائده منقاری به تنهایی استفاده از یک پیچ و یا استفاده از دو نوع پیچ موجب پایداری و بهبود روند درمان می‌شود. یین و همکاران [۱۹] به بررسی رویکرد جدید بندهای کششی با کمک پیچ پرداختند. نتایج آن‌ها بر استفاده از روش جدید بندهای کششی به همراه پیچ تاکید کرد زیرا نشان دادند که تثبیت و پایداری چشمگیری را برای ناحیه شکسته شده به ارمغان می‌آورد و خطر جابجایی بندها و یا شکستن آن‌ها را کاهش می‌دهد. ژائو و همکاران [۲۰] با ادامه کار یین و همکاران [۱۹] و تاکید بر عدم مناسب بودن روش مرسوم بندهای کششی و بهتر بودن روش استفاده از پیچ به همراه بندها، یک تحلیل بیومکانیکی انجام دادند. به طور کلی، آزمایش‌های تجربی آن‌ها بر پایداری بیشتر نسل‌های جدید بندهای کششی در شکستگی‌های سر آرنج استخوان اولنا نسبت به نسل‌های پیشین تاکید کرد اما پیشنهاد دادند که تحقیقات بیشتری در این زمینه باید صورت گیرد تا از عملکرد این روش، همانند صفحات تثبیت‌کننده شکستگی، اطمینان کافی حاصل شود.

همانطور که بررسی تحقیقات پیشین نشان داد، شبیه‌سازی‌های تثبیت شکستگی ناحیه سر آرنج استخوان اولنا با تعداد کمی انجام شده است و بیشتر مدل‌سازی‌های پیشین به بررسی صفحات در شکستگی ناحیه انتهایی و یا تنه این استخوان پرداختند [۱۱، ۱۲، ۱۴ و ۱۵]. تحقیقات دیگری که در مورد آن‌ها بحث شد نیز بر روی شکستگی زائده منقاری سر آرنج تمرکز کردند و روش‌های درمانی متفاوتی برای آن ارائه دادند [۱۷-۲۰]. برخی از تحقیقات که شکستگی ناحیه سر آرنج استخوان اولنا را مورد بررسی قرار دادند، بر روی مدل‌سازی رویکرد بندهای کششی تمرکز کردند و از ارزیابی صفحات تثبیت‌کننده صرف‌نظر کردند [۱۶]. در واقع از آنجایی که سر آرنج استخوان اولنا ساختار هندسی بسیار پیچیده‌ای دارد و از طرفی، طراحی و مدل‌سازی صفحه تثبیت‌کننده برای ساختاری با این پیچیدگی بسیار دشوار است، پژوهش‌های پیشین به طور گسترده به مدل‌سازی اجزای محدود آن نپرداختند [۲۱]. بنابراین، در پژوهش حاضر با بکارگیری یک صفحه تثبیت‌کننده مناسب شکستگی سر آرنج استخوان اولنا به شبیه‌سازی تثبیت این نوع از شکستگی با استفاده از روش اجزای محدود پرداخته شده است.

¹ Stress Shielding

صفحه دارای پیچیدگی‌های زیادی بوده و انحنای خاصی دارد تا بتواند در ناحیه سر آرنج استخوان اولنا قرار گیرد و شکستگی را به خوبی تثبیت کند.

شکستگی مورد بررسی در این پژوهش در ناحیه سر آرنج استخوان اولنا رخ می‌دهد و بر اساس طبقه‌بندی مایو^۱ از نوع اول شکستگی سر آرنج بوده و حالتی است که استخوان دچار خردشدگی نشده است [۵]. شکستگی اعمال شده بر روی استخوان در شکل ۲ قرار داده شده است. این نوع از شکستگی به طور مرسوم در تصادفات موتورسیکلت‌ها رخ می‌دهد و مصادف است با شکستگی ۷۵ درصدی مفصل داخلی سر آرنج اولنا و به دلیل اهمیت آن در پژوهش‌های پیشین نیز مورد بررسی قرار گرفته است [۸ و ۱۶]. قسمت آبی در شکل مذکور بخشی از سر آرنج است که به دلیل شکستگی از تنه استخوان جدا شده است. اعمال شکستگی استخوان به این صورت، به عنوان مثال برای قسمت انتهایی استخوان اولنا در پژوهش‌های پیشین نیز استفاده شده است [۱۴].



شکل ۲- شکستگی مورد بررسی سر آرنج استخوان اولنا در پژوهش حاضر (ناحیه آبی قسمت شکسته شده از استخوان می‌باشد)

۲-۲- توصیف خاصیت مکانیکی و جزئیات مدل

فرمول‌بندی مکانیک جامدات در COMSOL Multiphysics لاگرانژی می‌باشد و محاسبات بر مبنای تنش دوم پیولاکیرشف صورت می‌گیرد. بنابراین، معادله تعادل به صورت رابطه (۱) تعریف می‌شود [۲۳]:

$$\text{div}(\mathbf{FS})^T = 0 \quad (1)$$

که در آن $\mathbf{F}$ ، تانسور گرادیان تغییر شکل می‌باشد و $\mathbf{S}$ ، تنش دوم پیولاکیرشف است. عملگر دیورژانس نیز با div ، نمایش داده شده است. برای محاسبه تانسور گرادیان تغییر شکل، لازم است تانسور گرادیان جابجایی $\nabla \mathbf{U}$ تعیین شود که این کار از طریق رابطه (۲) صورت می‌گیرد:

$$\nabla \mathbf{U} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X} & \frac{\partial u}{\partial Y} & \frac{\partial u}{\partial Z} \\ \frac{\partial v}{\partial X} & \frac{\partial v}{\partial Y} & \frac{\partial v}{\partial Z} \\ \frac{\partial w}{\partial X} & \frac{\partial w}{\partial Y} & \frac{\partial w}{\partial Z} \end{bmatrix} \quad (2)$$

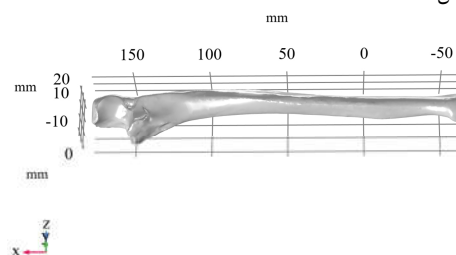
که X ، Y و Z مختصات‌های مادی^۲ جسم هستند که در پیکربندی مرجع^۳ تعریف شده‌اند و u ، v و w به ترتیب مقدار جابجایی را در همان جهت‌ها نشان می‌دهند. با استفاده از تانسور گرادیان جابجایی در رابطه

۲- مواد و روش‌ها

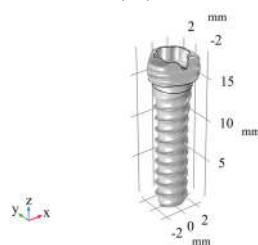
۲-۱- ساختار هندسی اجزای مدل

در این پژوهش، از سه هندسه شامل استخوان اولنا، پیچ‌های تثبیت‌کننده و صفحه تثبیت‌کننده برای شبیه‌سازی تثبیت شکستگی سر آرنج استخوان اولنا با صفحه استفاده شده است. هندسه‌های مذکور در شکل ۱ نمایش داده شده‌اند. قسمت (الف) از شکل مورد نظر مدل هندسی واقع‌گرایانه استخوان اولنا را نشان می‌دهد که تمامی نواحی ابتدایی، تنه و انتهایی را شامل می‌شود. هندسه توسط پژوهشگران پیشین از تصاویر پزشکی مرد سالم استخراج شده بود و در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است [۲۲]. بعد از دسترسی به هندسه، به دلیل پیچیدگی زیاد و دارا بودن نواحی تیز و پستی-بلندی شدید، در نرم‌افزار 3-Matic عملیات پیش‌پردازش بر روی آن صورت گرفت تا برای تحلیل اجزای محدود آماده شود. در نهایت هندسه برای تعریف روابط و انجام شبیه‌سازی در نرم‌افزار COMSOL Multiphysics استفاده شد. عملیات پیش‌پردازش انجام شده بر روی هندسه به منظور کاهش حجم محاسبات و جلوگیری از واگرایی احتمالی مساله می‌باشد. در قسمت

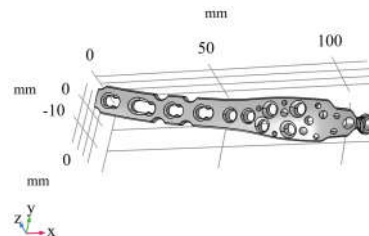
(ب) شکل ۱



(الف)



(ب)



(پ)

شکل ۱- (الف) هندسه استخوان اولنا، (ب) پیچ تثبیت‌کننده‌ی

صفحه، (پ) صفحه تثبیت‌کننده (ابعاد بر حسب میلی‌متر می‌باشند)

نیز پیچ تثبیت‌کننده صفحه با ابعاد آن قرار داده شده است که چهار عدد از آن برای اتصال صفحه به استخوان شکسته استفاده گردید. در قسمت (پ) شکل ۱ نیز صفحه تثبیت‌کننده قرار داده شده است که برای تثبیت شکستگی سر آرنج استخوان اولنا طراحی گردید. هندسه

¹ Mayo Classification

² Material Coordinates

³ Reference Configuration

(۲)، تانسور گرادیان تغییرشکل به صورت رابطه (۳) تعیین می‌شود [۲۴]:

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} = \nabla \mathbf{U} + \mathbf{I} \quad (3)$$

در این رابطه $\mathbf{x}$ و $\mathbf{X}$ به ترتیب بردار مختصات‌های فضایی^۱ و مادی هستند. $\mathbf{I}$ نیز تانسور همانی می‌باشد. در نهایت، کرنش گرین-لاگرانژ $\mathbf{E}$ با استفاده از رابطه (۴) محاسبه می‌گردد [۲۳]:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (4)$$

که در آن متغیر $\mathbf{C}$ بیانگر تانسور تغییرشکل راست کوشی-گرین می‌باشد و به صورت $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ محاسبه می‌گردد.

برای یک ماده با خاصیت الاستیک، تانسور تنش پیولاکیرشف با استفاده از رابطه (۵) به تانسور کرنش گرین-لاگرانژ مرتبط می‌شود [۲۴]:

$$\mathbf{S} = |\mathbf{F}|^{-1} (\mathbf{C} : \mathbf{E}) \mathbf{F}^{-T} \quad (5)$$

که در آن $|\mathbf{F}|$ دترمینان تانسور گرادیان تغییرشکل است و $\mathbf{C}$ یک تانسور مرتبه چهارم است که اصطلاحاً به آن تانسور الاستیسیته گفته می‌شود. با توجه به مقارن بودن تانسور تنش و کرنش و با فرض همسانگرد بودن ماده مورد بررسی و توصیف پارامترهای مادی آن بر اساس مدول یانگ E و ضریب پوواسون ν ، ماتریس الاستیسیته می‌تواند به صورت رابطه (۶) تعریف شود. این نکته مورد توجه قرار گیرد که در این پژوهش ساختار استخوان اولنا به منظور کاهش حجم محاسبات و مطابق با پژوهش‌های پیشین به صورت همسانگرد در نظر گرفته شده است [۲۵].

$$\mathbb{C} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1-2\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1-2\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1-2\nu \end{bmatrix} \quad (6)$$

شایان ذکر است که مدل مادی صفحه و پیچ نیز به صورت همسانگرد و الاستیک در نظر گرفته شده‌اند. پارامترهای استفاده شده برای مدل‌های مادی استخوان، صفحه و پیچ تثبیت‌کننده در جدول ۱ نمایش داده شده‌اند. خاصیت صفحه و پیچ به صورت مادی Ti-6Al-4V در نظر گرفته شدند چون یکی از آلیاژهای تیتانیوم است که به طور مرسوم برای ساخت صفحات تثبیت‌کننده در استخوان استفاده می‌شود زیرا مشخصه‌های بیومکانیکی مناسبی دارد و خاصیت جوش‌پذیری خوبی از خود نشان می‌دهد. این ماده زیست سازگاری بالایی دارد و وزن آن سبک است و قابلیت تولید انبوه آن آسان است [۲۶].

جدول ۱- مقادیر پارامترهای مدل مادی استخوان، پیچ و صفحه

تثبیت‌کننده [۱۵ و ۲۵]

پارامتر	مقدار	واحد	توضیحات
E_{bone}	۱۰	GPa	مدول الاستیک اولنا
ν_{bone}	۰/۳	-	ضریب پوواسون اولنا
$E_{Screw/Plate}$	۱۰۴/۸	GPa	مدول الاستیک صفحه و پیچ
$\nu_{Screw/Plate}$	۰/۳۱	-	ضریب پوواسون صفحه و پیچ

^۱ Spatial Coordinates

از الگوریتم پنالتی برای شبیه‌سازی شرایط تماس استفاده شد که رویکردی ساده و قدرتمند بوده و به طور مرسوم در مدل‌سازی‌های اجزای محدود استخوان اولنا به منظور تثبیت شکستگی مورد استفاده قرار گرفته است [۱۴ و ۱۷]. تماس بین پیچ-استخوان و پیچ-صفحه مطابق پژوهش‌های پیشین بدون اصطکاک فرض شد [۱۴ و ۱۵]. مدل نهایی استخوان تثبیت شده با صفحه ایمپلنت در دو حالت با شفافیت کم برای دیدن نواحی داخلی و شفافیت زیاد در شکل ۳ نشان داده شده است. شایان ذکر است که هندسه کامل استخوان برای تحلیل استفاده شد اما برای نشان دادن نحوه قرارگیری صفحه، شکل‌ها از نمای نزدیک استخراج شدند.



(الف)



(ب)

شکل ۳- استخوان شکسته که با صفحه‌ای ایمپلنت تثبیت شده است. (الف) مدل با شفافیت کم، (ب) مدل با شفافیت زیاد

به عنوان شرایط مرزی مساله‌ی مورد بررسی، لازم بود تا دو شرط تعریف شود. شرط اول تعریف قید لازم برای نگه داشتن استخوان و شرط دوم نیروی بارگذاری بر استخوان بود. در این پژوهش ناحیه انتهایی استخوان اولنا، در تمامی جهت‌های سیستم مختصات مقید گردید و جابجایی آن صفر در نظر گرفته شد [۱۶]. ناحیه‌ای که در مدل مقید گردید، در قسمت (الف) شکل ۴ نمایش داده شده است. در واقع این قسمت از استخوان اولنا با مچ دست مفصل می‌شود. در استخوان واقعی نیز این ناحیه به دلیل اتصال با مچ مقید می‌شود و شرط مرزی انتخاب شده فیزیولوژیکی می‌باشد [۲۷]. نیروی بارگذاری شده بر استخوان نیز بر سطح داخلی سر آرنج و در خلاف جهت x اعمال شد که در بخش (ب) شکل ۴ قابل مشاهده است. در واقع، محل اعمال نیرو قسمت داخلی مفصل سر آرنج می‌باشد. جهت اعمال نیرو نیز دقیقاً در راستای مچ دست و انتهای استخوان اولنا می‌باشد؛ یعنی نیرو از سمت بالا به سمت پایین اعمال گردیده است. مقدار نیروی اعمالی ۱۵۰ نیوتن در نظر گرفته شد که یک نیروی فیزیولوژیکی بوده و استخوان اولنا در زندگی روزمره با آن مواجه است [۱۶]. دلیل انتخاب

مرزی و نحوه اعمال نیرو همانند مواردی بود که در مورد آن‌ها بحث شد. هدف از انجام این شبیه‌سازی بررسی رفتار استخوان در حالت سالم می‌باشد. در واقع زمانی که داده‌های تجربی مناسبی در دسترس نباشد و در مواردی که به دلیل محدودیت‌های زیاد، امکان مقایسه نتایج با مشاهدات بالینی و پژوهش‌های پیشین مهیا نباشد، بهترین مرجع مقایسه می‌تواند حالت سالم استخوان باشد تا از طریق آن بتوان نحوه‌ی تاثیر صفحه ایمپلنت را بر روی استخوان شکسته به خوبی مشاهده نمود. از طرفی، به دلیل آن که هیچ‌گونه شبیه‌سازی مشابه کار این پژوهش توسط محققان پیشین انجام نشده است، مقایسه نتایج استخوان تثبیت شده با یک استخوان سالم تحت شرایط مشابه، می‌تواند درست بودن روند مدل‌سازی و شبیه‌سازی را نشان دهد. در شبیه‌سازی دوم، نیروی ۱۵۰ نیوتن در حالتی که استخوان دچار شکستگی شده و با صفحه تثبیت شده است، به آن اعمال می‌شود و نتیجه دو شبیه‌سازی مذکور با یکدیگر مقایسه می‌شوند.

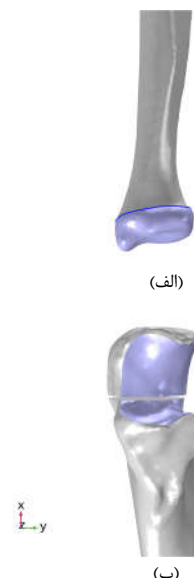
۳- نتایج و بحث

یکی از استانداردهای اصلی در تحلیل اجزای محدود، پیدا کردن تنش فون مایزس است زیرا هدف آن است که در طراحی اجزای مختلفی همانند صفحه تثبیت‌کننده شکستگی، تنش فون مایزس از تنش تسلیم آن‌ها کمتر باشد و همین امر نشان می‌دهد که جسم می‌تواند بارگذاری مربوطه را تحمل کند [۲۹]. از این رو، تنش فون مایزس به همراه اندازه جابجایی در نتایج این پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است.

شکل ۵ تنش فون مایزس و مقدار جابجایی را برای استخوان سالم و شکسته‌ی تثبیت شده با صفحه نمایش می‌دهد. با توجه به نتایج تنش در هر دو شبیه‌سازی، می‌توان دریافت که توزیع تنش در استخوان شکسته تفاوت‌های چشمگیری را از خود نشان داده است که این تفاوت‌ها در سه ناحیه که با پیکان نشان داده شده‌اند، بیشتر می‌باشد. در ناحیه ۱ تنه استخوان در حالت سالم تنش در محدوده ۷-۸ مگاپاسکال از خود نشان داده و در حالت شکسته این مقادیر به ۶-۷ مگاپاسکال تغییر پیدا کرده‌اند. ناحیه ۲ در نزدیکی انتهای استخوان قرار دارد و در حالت سالم قسمت گسترده‌تری از استخوان تحت تنش قرار گرفته است اما در شکستگی تثبیت شده با صفحه، این ناحیه با اندکی کاهش تنش مواجه شده است و ناحیه‌ای که تحت تنش قرار گرفته است به گستردگی استخوان سالم نیست. مورد دیگر رفتار متفاوت تنش در ناحیه ۳، محلی که استخوان به عنوان شرایط مرزی مقید شده است، مشاهده می‌شود که در حالت سالم تنش بیشینه‌ی چشمگیری در محدوده ۹ مگاپاسکال رخ می‌دهد اما در حالت شکسته و استفاده از صفحه، این تنش در محدوده ۶ مگاپاسکال می‌باشد تغییرات به نرمی صورت می‌گیرد. این رفتارها نشان می‌دهند با وجود آن که صفحه، شکستگی را تثبیت می‌کند و اجازه نمی‌دهد تنش زیادی در محل شکستگی توسط استخوان تجربه شود، اما مقادیر تنش و توزیع آن را در نواحی دیگر استخوان تحت تاثیر قرار می‌دهد. در استخوان شکسته، ناحیه شکسته شده توسط صفحه تثبیت شده اما در این شکل نمایش داده نشده است تا تمرکز اصلی بر روی نحوه توزیع تنش در استخوان باشد.

در ارتباط با مقادیر جابجایی در استخوان‌های سالم و شکسته

این مقدار نیرو، بررسی این موضوع است که آیا صفحه ارائه شده می‌تواند در هنگامی که دست فرد تحت یک بارگذاری فیزیولوژیکی قرار می‌گیرد، شکستگی را تثبیت کند و خود صفحه نیز دچار شکستگی نشود یا در طی این فرایند با مشکل مواجه می‌شود.



شکل ۴- الف) ناحیه مقید شده در انتهای استخوان اولنا به عنوان شرایط مرزی، ب) محل اعمال نیرو به قسمت داخلی مفصل سر آرنج (نواحی مورد نظر با رنگ آبی مشخص شده‌اند)

۳-۲- فرایند شبیه‌سازی و تنظیمات حلگر

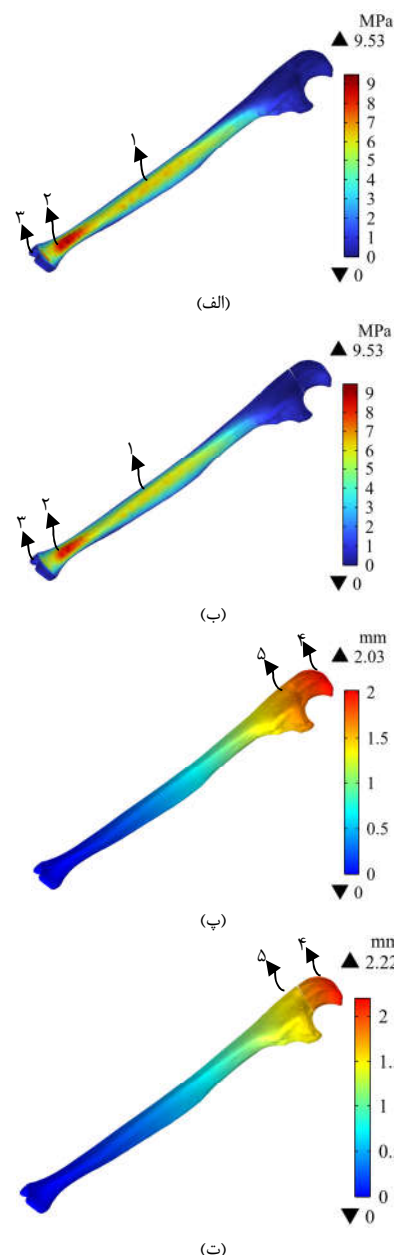
برای حل مدل از الگوریتم پارامتر پیوسته در نسخه ۶/۲ نرم‌افزار COMSOL Multiphysics استفاده شده است. بر اساس این رویکرد، حلگر در هر گام برای پارامتری که از قبل مشخص شده است مدل را حل می‌کند. این روش حل، برای حالتی مناسب است که پارامتر مورد نظر به صورت پیوسته تغییر می‌کند و به یک مقدار نهایی میل پیدا می‌کند. پارامتر مورد استفاده در این الگوریتم نیروی اعمالی بر استخوان می‌باشد و گام حل نیز بر روی ۲ نیوتن تنظیم شده است. با استفاده از این رویکرد نیروی اعمالی بر استخوان به صورت گام به گام صورت گرفته و به یکباره اعمال نمی‌شود. اعمال نیرو به صورت یکباره می‌تواند تغییر شکل ناگهانی بزرگی را به همراه داشته باشد و حل را با خطا مواجه کند. از حلگر مستقیم خطی پارادیسو کاملاً کوپل شده^۱ (FCPDL) و روش میرایی نیوتن^۲ استفاده گردیده است که در آن، تمامی فرمول‌بندی در یک ماتریس سرهم‌بندی شده و به طور همزمان با یکدیگر حل می‌شوند. از آنجایی که در این رویکرد متغیرهای مساله به طور همزمان و با هم حل می‌شوند، پایداری بسیار زیادی در حل مدل ارائه می‌دهد و موجب افزایش همگرایی مساله می‌شود [۲۸].

در پژوهش حاضر دو نوع شبیه‌سازی انجام می‌گیرد. در حالت اول ۱۵۰ نیوتن نیرو بر استخوان سالم و بدون شکستگی اعمال می‌گردد. در این حالت، صفحه و پیچ تثبیت‌کننده در مدل وجود ندارند ولی شرایط

^۱ Fully-Coupled PARDISO Direct Linear Solver

^۲ Damped Newton Method

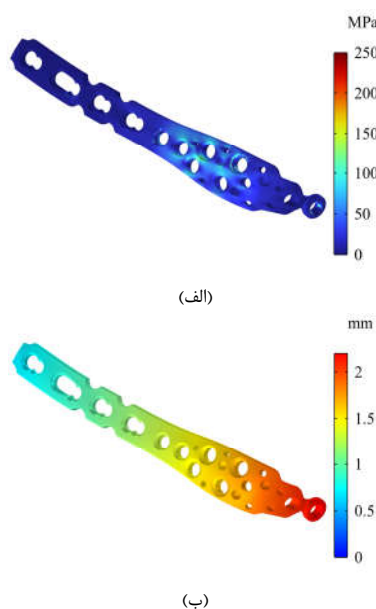
تفاوت‌هایی مشاهده می‌شود که بارزترین تفاوت‌ها با پیکان‌های ۴ و ۵ نمایش داده شده‌اند. بیشینه جابجایی بعد از اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتن برای هر دو مدل در ناحیه ۴ رخ می‌دهد و بر اساس شکل ۵ در حالت سالم و تثبیت شکستگی به ترتیب برابر با ۲/۲۲ و ۲/۰۳ میلی‌متر می‌باشد. با دقت در ناحیه ۵ نتایج جابجایی می‌توان دریافت که تغییرات این کمیت از نوک آرنج به سمت تنه استخوان در حالت سالم به نرمی صورت می‌گیرد اما در استخوان شکسته به دلیل وجود



شکل ۵- الف) تنش فون مایزس استخوان سالم، ب) تنش فون مایزس استخوان شکسته‌ی تثبیت شده، پ) مقدار جابجایی استخوان سالم، ت) مقدار جابجایی استخوان شکسته‌ی تثبیت شده (تنش و جابجایی به ترتیب بر حسب مگاپاسکال و میلی‌متر هستند. پیکان‌ها برای نمایش تفاوت پاسخ استخوان سالم و شکسته می‌باشند)

در ناحیه شکسته شده و قسمت زیرین آن متفاوت می‌باشد زیرا این تغییر نرم جابجایی توسط صفحه تثبیت‌کننده مهیا شده است. مقدار جابجایی استخوان سالم در ناحیه ۵ با توجه به نوار رنگ در محدوده بیشتری نسبت به استخوان تثبیت شده قرار دارد. علاوه بر این، تحقیقات نشان داده است در هنگام اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتن بر سر آرنج استخوان سالم اولنا، بیشینه‌ی جابجایی ۲ میلی‌متری در آن به وجود می‌آید که این رفتار در شبیه‌سازی این پژوهش نیز دیده شد و از منظر کیفی با تحقیقات پیشین تشابه دارد [۱۶].

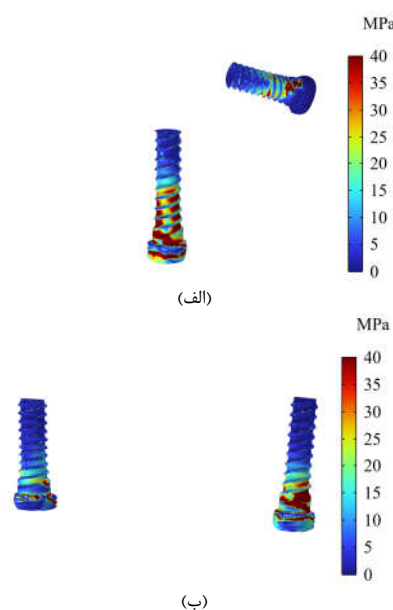
در شکل ۶ نتایج تنش فون مایزس و بزرگی جابجایی صفحه تثبیت‌کننده بعد از اعمال ۱۵۰ نیوتن نیرو بر سر آرنج در استخوان شکسته‌ی تثبیت شده با صفحه نمایش داده شده است. قسمت (الف) تنش را در صفحه تثبیت‌کننده نشان می‌دهد و همانطور که قابل مشاهده است، قسمت میانی آن تنش بیشتری را نسبت به نواحی دیگر تجربه کرده است زیرا در هنگام تغییر شکل، ناحیه‌ی میانی صفحه که دقیقاً در پشت محل شکستگی قرار دارد، دچار تنش قابل توجهی می‌شود تا از وارد شدن تنش بیش از اندازه به ناحیه شکسته جلوگیری کند. بیشینه تنش در صفحه برابر با مقدار تقریبی ۲۵۰ مگاپاسکال بود که در نواحی اتصال پیچ به صفحه مشاهده شد. ناحیه بالایی صفحه تثبیت‌کننده که به قسمت سر آرنج متصل بود دچار بیشینه جابجایی برابر با ۲/۲۲ میلی‌متر شد زیرا به دلیل متصل بودن به سر آرنج و نزدیکتر بودن به محل اعمال نیرو همگام با ناحیه شکسته شده جابجا شد تا از جدا شدن ناحیه مذکور از تنه استخوان جلوگیری کند.



شکل ۶- الف) تنش فون مایزس صفحه تثبیت‌کننده، ب) اندازه جابجایی صفحه تثبیت‌کننده (تنش بر حسب مگاپاسکال و جابجایی بر حسب میلی‌متر است)

در قسمت‌های (الف)-(ت) شکل ۷ نتایج تنش و جابجایی برای پیچ‌های اتصال نشان داده شده است که در آن (الف) و (پ) دو پیچ بالایی نزدیک سر آرنج می‌باشند. قسمت‌های (ب) و (ت) نیز دو پیچ پایینی ایمپلنت در نزدیک تنه هستند. هر چهار پیچ تنش بیشینه به

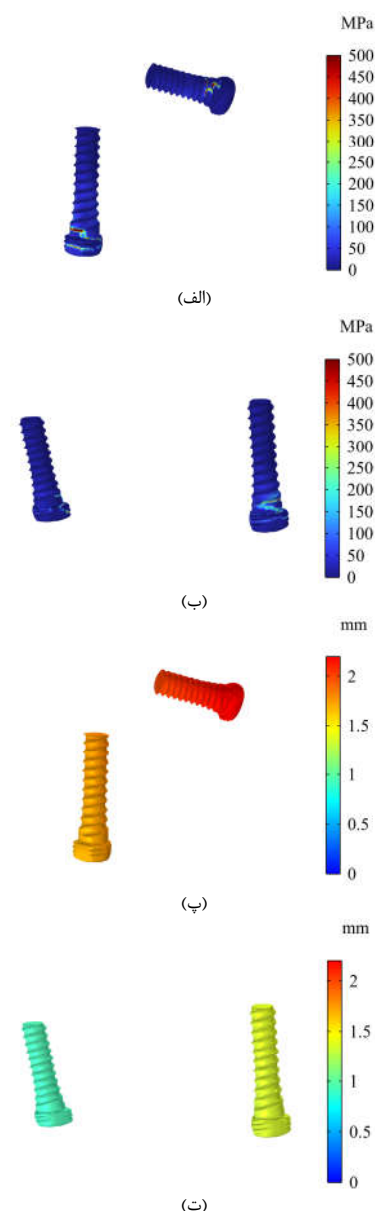
تجربه شده توسط پیچ‌ها تنظیم شده بود، نواحی مربوط به رزوه‌ها به دلیل کمتر بودن تنش رنگ یکسانی را نمایش می‌دهند. از این رو، به منظور نمایش بهتر تنش در رزوه‌ها مقدار بیشینه نوار رنگ بر روی ۴۰ مگاپاسکال تنظیم شد و پاسخ تنش پیچ‌ها در شکل ۸ قرار داده شدند تا تغییرات تنش این نواحی نیز به خوبی دیده شود. این نتایج نشان می‌دهند که رزوه‌ها نیز در اثر بارگذاری تحت تنش قرار گرفتند اما نواحی سر پیچ به دلیل اتصال به صفحه تثبیت‌کننده و وجود تماس بین سطوح، تنش بیشتری را از خود نشان دادند.



شکل ۸- (الف) تنش فون مایزس دو پیچ فوقانی مدل، (ب) تنش فون مایزس دو پیچ تحتانی مدل (تنش بر حسب مگاپاسکال می‌باشد و بیشینه نوار رنگ تنش بر روی ۴۰ مگاپاسکال تنظیم شده است)

قسمت‌های (الف) و (ب) در شکل ۹ به ترتیب نتایج تنش فون مایزس و اندازه جابجایی محل اتصال پیچ به استخوان را نشان می‌دهند. بیشینه تنش در این نتایج برابر ۱۶ مگاپاسکال بود که در سطح بیرونی استخوان و محل اتصال پیچ رخ داد. نواحی داخلی‌تر اتصال پیچ در استخوان، تنشی به مراتب کمتر در محدوده ۲ تا ۴ مگاپاسکال را نشان دادند. این نکته مورد توجه قرار گیرد که در قسمت (ب) شکل ۵ نوار رنگ استخوان شکسته‌ی تثبیت شده با صفحه متناسب با بیشینه تنش استخوان سالم تنظیم شده بود تا تفاوت بین حالت سالم و شکسته به خوبی نمایان شود. با این حال، بیشینه تنشی که استخوان شکسته بعد از استفاده از صفحه تثبیت‌کننده تجربه کرده بود برابر مقدار تقریبی ۱۶ مگاپاسکال بود که در ناحیه اتصالات پیچ به وقوع پیوست. نکته حائز اهمیت در مدل حاضر، بیشینه تنش فون مایزس تجربه شده توسط هر جزء از مدل می‌باشد. تحقیقات نشان داده‌اند که تنش تسلیم استخوان اولنا برابر با میانگین ۷۸/۱۹ مگاپاسکال با انحراف معیار ۱/۱۶ مگاپاسکال است [۳۰]. بیشینه تنش استخوان که در نواحی اتصال پیچ رخ داد به مراتب کمتر از این مقدار بود و همین امر نشان می‌دهد که صفحه ایمپلنت علاوه بر این که توانست شکستگی را تثبیت

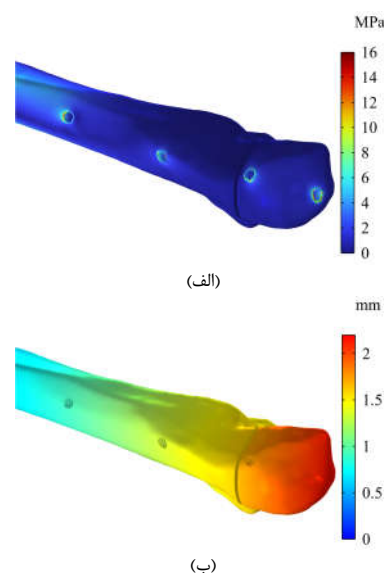
مقدار تقریبی ۵۰۰ مگاپاسکال را تجربه کردند که در فاصله مابین سر پیچ و رزوه‌ها رخ داد. با این حال، در مقایسه با دو پیچ پایینی، محدوده‌ی بیشتری از دو پیچ بالایی که به سر آرنج متصل بودند این تنش را تجربه کردند. برای پیچ‌های دوم و سوم این مقدار تنش در ناحیه سر پیچ نیز مشاهده شد زیرا به محل شکستگی نزدیکتر بودند. از آنجایی که پیچ‌ها در داخل استخوان محکم شده بودند، جابجایی هر پیچ در سرتاسر آن یکسان بود و جابجایی آن‌ها متناسب با ناحیه‌ای از استخوان بود که پیچ در آن قرار گرفته شده بود.



شکل ۷- (الف) تنش فون مایزس دو پیچ فوقانی مدل، (ب) تنش فون مایزس دو پیچ تحتانی مدل، (پ) اندازه جابجایی دو پیچ فوقانی مدل، (ت) اندازه جابجایی دو پیچ تحتانی مدل (تنش و جابجایی به ترتیب بر حسب مگاپاسکال و میلی‌متر هستند)

از آنجایی که در شکل ۷ نوار رنگ تنش بر روی بیشینه تنش

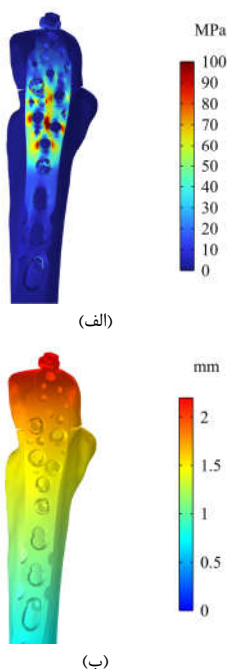
کند، از وارد شدن تنش‌های بسیار بالا در محدوده تنش تسلیم استخوان جلوگیری کرده و رفتار مناسبی از خود نشان داده است. بسیاری از تحقیقات پیشین نیز از تنش فون مایزس برای ارزیابی پاسخ تنش استخوان اولنا استفاده نمودند و به همین دلیل در این پژوهش نیز از این تنش به عنوان معیار بررسی رفتار استخوان استفاده شده است [۱۲، ۱۴-۱۶، ۱۹ و ۳۱]. علاوه بر این، بیشینه تنش صفحه و پیچ‌ها نیز به ترتیب برابر ۲۵۰ و ۵۰۰ مگاپاسکال بودند که این مقادیر نیز به طور چشمگیری کمتر از تنش تسلیم ماده‌ی Ti-6Al-4V می‌باشند زیرا تحقیقات نشان داده‌اند که کمترین و بیشترین تنش تسلیم این ماده به ترتیب برابر با ۸۸۰ و ۹۲۰ مگاپاسکال می‌باشد [۳۲]. با توجه به این توضیحات می‌توان دریافت که طراحی صفحه تثبیت‌کننده و پیچ‌های استفاده شده به همراه جنس آن‌ها قابلیت تحمل بارگذاری فیزیولوژیکی ۱۵۰ نیوتن را دارند و علاوه بر آن، در خلال بارگذاری نیز استخوان شکسته شده را تثبیت می‌کنند و اجازه اعمال تنش بیشتر از حد نرمال را به آن نمی‌دهند.



شکل ۹- الف) تنش فون مایزس استخوان شکسته‌ی تثبیت شده در محل اتصالات پیچ، ب) اندازه جابجایی در محل اتصالات پیچ (تنش بر حسب مگاپاسکال و جابجایی بر حسب میلی‌متر است)

در نتایجی که نشان داده شد، هر کدام از قسمت‌های استخوان، پیچ، صفحه تثبیت‌کننده و محل اتصالات پیچ در استخوان به صورت جداگانه نمایش داده شد زیرا هدف آن بود که مقادیر بیشینه تنش در هر کدام از این قسمت‌ها ارزیابی شود. در شکل ۱۰ رفتار کلی استخوان و ایمپلنت بعد از اعمال نیروی ۱۵۰ نیوتن نمایش داده شده است. این نکته مورد توجه قرار گیرد که نوار رنگ مربوط به تنش فون مایزس در بارگذاری ۱۵۰ نیوتن (قسمت الف) شکل مربوطه) بر روی ۱۰۰ مگاپاسکال محدود شده است تا نواحی تمرکز تنش به خوبی نشان داده شوند و قسمتی که بیشینه تنش را تجربه کرده است، به طور دقیق نمایان باشد. با این حال، بیشینه تنش صفحه همان مقدار تقریبی ۲۵۰ مگاپاسکالی بود که در قسمت (الف) شکل ۶ در مورد آن بحث شد.

با توجه به نتایج تنش در شکل ۱۰، قسمت میانی صفحه توزیع تنش چشمگیری را تجربه کرده است و با توجه به محل شکستگی و جهت اعمال نیرو بر استخوان این رفتار قابل توجیه است. نیروی اعمالی بر استخوان ناحیه داخلی سر آرنج است. قسمت بالایی صفحه نیز به ناحیه بیرونی آن وصل شده و اتصال قسمت پایینی صفحه به تنه استخوان می‌باشد. جهت اعمال نیرو نیز به سمت پایین استخوان یعنی انتهای اولنا می‌باشد. در نتیجه، زمانی که نیرو اعمال می‌شود و ناحیه شکسته شده‌ی بالایی تلاش می‌کند جداگانه از ناحیه پایینی جابجا شود، صفحه تثبیت‌کننده مانع از آن می‌شود زیرا وظیفه‌ی تثبیت شکستگی را بر عهده دارد؛ همین امر باعث افزایش تنش در ناحیه‌ای از صفحه می‌شود که دقیقاً در پشت شکستگی واقع شده است. نتایج اندازه جابجایی در شکل ۱۰ نیز حائز اهمیت بودند. با توجه به قسمت (ب) می‌توان مشاهده کرد که صفحه دقیقاً متناسب با استخوان دچار جابجایی شده است و اجازه نداده است محل شکستگی از محل تثبیت تعیین شده دورتر شود. این نتیجه از آنجایی اهمیت دارد که وظیفه‌ی اصلی صفحه یعنی تثبیت شکستگی را تأیید می‌کند و اهمیت کاربرد ایمپلنت تثبیت شکستگی را به نمایش می‌گذارد.



شکل ۱۰- الف) تنش فون مایزس مدل، ب) اندازه جابجایی مدل در بارگذاری ۱۵۰ نیوتن (تنش و جابجایی به ترتیب بر حسب مگاپاسکال و میلی‌متر هستند)

برای بررسی جزئی‌تر تفاوت رفتار استخوان سالم و شکسته‌ی تثبیت شده با ایمپلنت در بارگذاری ۱۵۰ نیوتن، مقادیر تنش فون مایزس و بزرگی جابجایی برای نقطه‌ای در فاصله یک سوم بالایی استخوان در سطح جانبی محاسبه گردید که نتایج مربوطه در شکل ۱۱ قابل مشاهده هستند. بیشینه تنش در حالت‌های سالم و شکسته در نقطه مورد نظر به ترتیب برابر ۴/۲۲۷۳ و ۳/۸۲۶۱ مگاپاسکال بودند و همانطور که در نتایج قبلی نیز نشان داده شد، مقدار تنش در برخی از

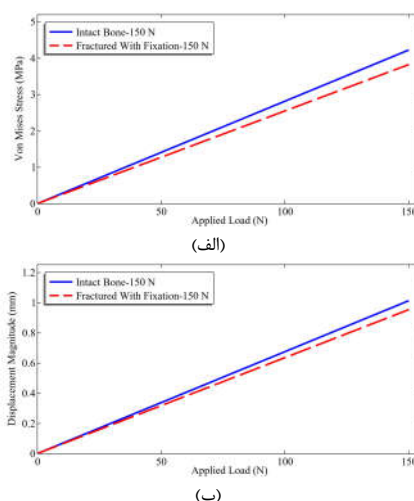
تنش استخوان مورد توجه قرار گیرد زیرا کاهش بیش از حد تنش می‌تواند منجر به پدیده سپر تنشی شود که تحلیل استخوان را به دنبال خواهد داشت [۱۰ و ۳۵]. این پدیده مرتبط با قانون ولف برای استخوان می‌باشد که بیان می‌کند استخوان در پاسخ به افزایش یا کاهش نیروی وارده، خود را در طول زمان به وسیله انجام فرایند بازسازی با شرایط موجود سازگار می‌کند [۳۶]. به همین دلیل، با برداشته شدن تنش که استخوان در حالت نرمال تجربه می‌کند، به مرور زمان بافت تحلیل رفته و عواملی مانند شکستگی در اثر نیروهای کم را به دنبال خواهد داشت [۳۷]. تنش استخوان بعد از تثبیت شکستگی در این پژوهش با توجه به شکل ۵ کاهش قابل توجهی نداشت و استفاده از صفحه تثبیت‌کننده، استخوان را در معرض سپر تنشی قرار نمی‌دهد.

به دلیل آن که پژوهش‌های پیشین در این حوزه تفاوت قابل توجهی با پژوهش حاضر داشتند، انجام فرایند اعتبارسنجی مقدور نبود. به عنوان مثال، ژانگ و همکاران [۱۴] بر روی تثبیت شکستگی ناحیه انتهایی استخوان اولنا کار کردند و برای اعتبارسنجی با پژوهش مذکور لازم بود یک صفحه‌ی T شکل جداگانه برای ناحیه انتهایی طراحی شود. از طرفی، هندسه استخوان‌ها در دو پژوهش از یک منبع استخراج نشده بودند. از پژوهش‌های پیشین که بر روی شکستگی استخوان اولنا کار کردند به موارد دیگری نیز می‌توان اشاره کرد که در آن‌ها نیز دسترسی به هندسه استخوان ممکن نبود یا طراحی صفحه‌ای جداگانه لازم بود و یا از رویکرد متفاوتی برای تثبیت شکستگی استفاده کرده بودند [۱۵-۱۸، ۲۰ و ۲۵]. با این وجود، صفحه تثبیت‌کننده کاربرد اصلی خود در تثبیت شکستگی و عدم کاهش بیش از حد تنش استخوان اولنا را به خوبی نمایش داد و لازم است به منظور بکارگیری در کاربردهای پزشکی، نتایج با مجموعه‌ای گسترده از داده‌های تجربی مقایسه شوند.

۴- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر با بکارگیری روش اجزای محدود، مدل‌سازی تثبیت شکستگی سر آرنج استخوان اولنا با صفحه تثبیت‌کننده تحت بارگذاری فیزیولوژیکی انجام گرفت. مدل هندسی استخوان از نوع واقع‌گرایانه بود و شکستگی از طریق برش ناحیه بالایی سر آرنج توصیف شده بود. نیروی مورد نظر به قسمت داخل مفصلی سر آرنج اعمال شده بود و ناحیه انتهایی اولنا مقید گردیده بود. مقایسه نتایج استخوان سالم و شکسته‌ی تثبیت شده با صفحه ایمپلنت نشان داد که علاوه بر تثبیت شکستگی توسط صفحه، توزیع تنش استخوان در حالتی که از صفحه استفاده شده بود تا حدودی ملایم‌تر می‌شود و کاهش تنش به اندازه‌ای قابل توجه نخواهد بود که استخوان را در معرض پدیده سپر تنشی قرار دهد. علاوه بر آن، تنش فون مایزس تمامی اجزای مدل شامل استخوان، پیچ و صفحه تثبیت‌کننده به مراتب کمتر از مقدار تنش تسلیم هر کدام از مواد استفاده شده بود. با توجه به این موارد، صفحه توانست کاربرد موثر خود را در تثبیت شکستگی نشان دهد و به منظور استفاده در کاربردهای پزشکی در آینده لازم است نتایج این پژوهش با داده‌های تجربی مناسبی مقایسه شود.

نواحی استخوان شکسته شده کاهش پیدا کرد زیرا صفحه ایمپلنت برای تثبیت شکستگی در محل تعیین شده، تنش استخوان را جذب کرده و متناسب با آن جابجا شده است. مقادیر جابجایی برای استخوان شکسته و سالم نیز به ترتیب برابر ۰/۹۵۳۷ و ۱/۰۱۳۱ میلی‌متر بود. این نکته مورد توجه قرار گیرد که با توجه به شکل ۵ می‌توان دید که بیشینه‌ی جابجایی استخوان به طور کلی در حالت شکسته افزایش پیدا کرد. با این حال، چون جابجایی در استخوان سالم از نوک آن تا انتها به طور پیوسته کاهش پیدا می‌کرد و در استخوان شکسته به دلیل وجود شکستگی و صفحه تثبیت‌کننده، کاهش جابجایی ناپیوسته بود، در نقطه انتخابی مقدار جابجایی دیده شده برای حالت شکسته کمتر از حالت سالم بود.



شکل ۱۱- الف) تنش فون مایزس، ب) اندازه جابجایی برای نقطه‌ای در یک سوم بالایی ناحیه‌ی جانبی استخوان در حالت‌های سالم (خط پیوسته) و شکستگی تثبیت شده با صفحه (خط چین) در خلال بارگذاری ۱۵۰ نیوتن

این پژوهش شامل محدودیت‌ها و ساده‌سازی‌هایی بود که می‌توانند در آینده برای توسعه مدل مد نظر قرار گیرند. بسیاری از تحقیقات پیشین از شبیه‌سازی ترک به منظور بررسی فرایند تثبیت شکستگی استخوان صرف‌نظر کردند و شکستگی اعمال شده را به صورت ایده‌آل و از طریق برش، همانند پژوهش حاضر توصیف کردند [۱۲-۱۴]. یکی از راه‌های توسعه مدل می‌تواند شبیه‌سازی ترک و بررسی عملکرد صفحه برای تثبیت آن باشد اما این رویکرد موجب افزایش حجم محاسباتی مدل می‌شود. مدل مادی استخوان اولنا در این پژوهش از نوع الاستیک خطی و همسانگرد در نظر گرفته شد. در واقعیت استخوان یک بافت ناهمسانگرد و غیرخطی است که چگالی نواحی مختلف آن متفاوت است [۳۳ و ۳۴]. استفاده از مدل مادی همسانگرد برای استخوان یکی از مرسوم‌ترین فرضیاتی است که به طور گسترده توسط محققان در مدل‌های محاسباتی تثبیت شکستگی و سایر شبیه‌سازی‌های استخوان اولنا استفاده شده است [۱۳، ۱۵، ۱۶، ۱۸ و ۲۵]. علاوه بر این، انجام فرایند بهینه‌سازی بر روی صفحه ارائه شده می‌تواند رویکرد مناسبی برای اصلاح قسمت‌هایی از صفحه باشد که تنش‌های بیشینه را تجربه کردند. با این حال، در هنگام انجام این فرایند لازم است مقدار

۵- مراجع

- [18] Ye H, Yang Y, Xing T, Tan G, et al. Anatomical and Biomechanical Stability of Single/Double Screw-Cancellous Bone Fixations of Regan-Morrey Type III Ulnar Coronoid Fractures in Adults: CT Measurement and Finite Element Analysis. *Orthopaedic Surgery*. 2023;15(4):1072-84.
- [19] Yin N, Pan M, Li C, Du L, Ding L. The effect of ding's screw and tension band wiring for treatment of olecranon fractures: a finite element study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2023;24(1):603.
- [20] Zhao Y, Tian H, Yin N, Du L, Pan M, Ding L. The effect of Ding's screws and tension band wiring for treatment of olecranon fractures: a biomechanical study. *Scientific Reports*. 2024;14(1):9999.
- [21] Powell A, Farhan-Alanie O, Bryceland J, Nunn T. The treatment of olecranon fractures in adults. *Musculoskeletal surgery*. 2017;101:1-9.
- [22] Bennett D. Both Bone No Malunion 2023 [Available from: <https://cults3d.com/en/3d-model/various/both-bone-no-malunion-stl>].
- [23] COMSOL A. COMSOL Multiphysics Reference Manual, COMSOL. Inc, Sweden. 2017.
- [24] Holzapfel GA. Nonlinear solid mechanics: a continuum approach for engineering science. Kluwer Academic Publishers Dordrecht; 2002.
- [25] Liu J, Mustafa AK, Lees VC, Qian Z, et al. Analysis and validation of a 3D finite element model for human forearm fracture. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*. 2022;38(9):e3617.
- [26] Annur D, Kartika I, Supriadi S, Suharno B. Titanium and titanium based alloy prepared by spark plasma sintering method for biomedical implant applications—A review. *Materials Research Express*. 2021;8(1):012001.
- [27] White TD, Black MT, Folkens PA. Human osteology. Academic press; 2011.
- [28] نمه شیری پ، الیهوردی زاده، ا، داداش زاده ب. مدل سازی الکترومکانیکی تنگی درجه آئورتی با خواص هایپرالاستیک و ویسکوالاستیک میوکاردیوم. *مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز*. ۱۴۰۲، د. ۵۳، ش. ۲، ص. ۱۵۵-۱۶۴.
- [29] Annur D, Utomo MS, Asmaria T, Malau DP, et al., editors. Material selection based on finite element method in customized iliac implant. *Materials Science Forum*; 2020: Trans Tech Publ.
- [30] Singh D, Rana A, Jhahria SK, Garg B, Pandey PM, Kalyanasundaram D. Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads. *Journal of applied biomaterials & functional materials*. 2019;17(2):1-13.
- [31] Gislason M, Foster E, Bransby-Zachary M, Nash D. Biomechanical analysis of the Universal 2 implant in total wrist arthroplasty: a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017;20(10):1113-21.
- [32] Malau DP, Utomo MS, Annur D, Asmaria T, Prabowo Y, Rahyussalim AJ, Supriadi S, Amal MI, editors. Finite element analysis of porous stemmed hip prosthesis for children. *AIP Conference Proceedings*; 2019.
- [33] Weiner S, Wagner HD. The material bone: structure-mechanical function relations. *Annual review of materials science*. 1998;28(1):271-98.
- [34] Cowin SC. Bone mechanics handbook. CRC press; 2001.
- [35] Ibrahim H, Esfahani SN, Poorganji B, Dean D, Elahinia M. Resorbable bone fixation alloys, forming, and post-fabrication treatments. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;70:870-88.
- [36] Wolff J. Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum. *Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin*. 1870;50:389-450.
- [37] Lucas GL, Cooke FW, Friis EA. A primer of biomechanics. Springer Science & Business Media; 1999.
- [۱] عبیدی م، هیات حسینیان س، سهیلی فرد ر، حسن زاده قاسمی ر. مقایسه وابستگی اتصال ترکیبات سیاه‌دانه و شیرین بیان با رمدسیوپر بر Mpro سارس کرونا ویروس ۲ با استفاده از شبیه سازی دینامیک مولکولی هدایت شده. *مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز*. ۱۴۰۲، د. ۵۳، ش. ۳، ص. ۱۷۳-۱۷۸.
- [۲] ضرغامی ف، الیهوردی زاده، ا، نمه شیری پ. بررسی مکانیکی آسیب ضربه وارد بر مغز انسان در اثر برخورد توپ فوتبال با کمک مدل سه بعدی. *مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز*. ۱۴۰۳، د. ۵۴، ش. ۴، ص. ۱-۱۰.
- [3] Patel DS, Statuta SM, Ahmed N. Common fractures of the radius and ulna. *American Family Physician*. 2021;103(6):345-54.
- [4] Logan AJ, Lindau TR. The management of distal ulnar fractures in adults: a review of the literature and recommendations for treatment. *Strategies in trauma and limb reconstruction*. 2008;3:49-56.
- [5] Ali M, Hatzantonis C, Aspros D, Joshi N, Clark D, Tambe A. Management of type IIB and IIIB olecranon fractures. Case series. *International journal of surgery case reports*. 2017;41:296-300.
- [6] Siebenlist S, Buchholz A, Braun KF. Fractures of the proximal ulna: current concepts in surgical management. *Efort open reviews*. 2019;4(1):1-9.
- [7] Ren Y-M, Qiao H-Y, Wei Z-J, Lin W, et al. Efficacy and safety of tension band wiring versus plate fixation in olecranon fractures: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2016;11:1-11.
- [8] Niéto H, Billaud A, Rochet S, Lavoine N, et al. Proximal ulnar fractures in adults: a review of 163 cases. *Injury*. 2015;46:S18-S23.
- [9] Poelert S, Valstar E, Weinans H, Zadpoor AA. Patient-specific finite element modeling of bones. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2013;227(4):464-78.
- [10] Austmann RL, King GJ, Dunning CE. Bone stresses before and after insertion of two commercially available distal ulnar implants using finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011;29(9):1418-23.
- [11] Chakladar N, Harper LT, Parsons A. Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;57:334-46.
- [12] Chen Y, Lin H, Yu Q, Zhang X, Wang D, Shi L, Huang W, Zhong S. Application of 3D-printed orthopedic cast for the treatment of forearm fractures: finite element analysis and comparative clinical assessment. *BioMed Research International*. 2020;2020.
- [13] Deshmukh R, Sanap S, Thakur D, editors. FE Analysis of the Glass/Jute/Polyester Bone Plate Versus Traditional Metal Plate for Ulna Bone Fracture. *Techno-Societal 2020: Proceedings of the 3rd International Conference on Advanced Technologies for Societal Applications—Volume 2*; 2021: Springer.
- [14] Zhang Y, Shao Q, Yang C, Ai C, Zhou D, Yu Y, Sun G. Finite element analysis of different locking plate fixation methods for the treatment of ulnar head fracture. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2021;16:1-13.
- [15] Sabrina MA, Hartati SA, Asmaria T, Widiyanti P, Utomo MS, Rokhmanto F, Kartika I. Simulated Analysis Ti-6Al-4V Plate and Screw as Transverse Diaphyseal Fracture Implant for Ulna Bone. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. 2022;55:35-45.
- [16] Jaroenporm W, Phiphobmongkol V, Vechasilp J, Kulsinsap T. Use of Tension Band Wiring Technique in Proximal Ulnar Fractures: a Finite Element Biomechanical Analysis. *Journal of Southeast Asian Medical Research*. 2022;6:e0099-e.
- [17] Zhang H, Lin K-J, Liu P-Y, Lu Y. Finite element analysis of coronoid prostheses with different fixation methods in the treatment of comminuted coronoid process fracture. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2022;23(1):56.